

ПРИМЕНЕНИЕ РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

УДК 534.21

АКУСТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ИЗМЕНЕНИЯ ХАРАКТЕРА ДЫХАНИЯ ПРИ УМСТВЕННОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

© 2023 г. А. В. Герус^{а, *}, В. В. Герасимов^а, В. И. Миргородский^а, Е. М. Кораблев^а

^аФрязинский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН,
пл. Введенского, 1, Фрязино Московской обл., 141190 Российская Федерация

*E-mail: agierus@fryazino.net

Поступила в редакцию 08.07.2022 г.

После доработки 08.07.2022 г.

Принята к публикации 25.07.2022 г.

Проведены экспериментальные исследования акустических сигналов, поступающих из головы человека при умственной деятельности. Обнаружены акустические сигналы, отличающиеся от сигналов при релаксации. В качестве умственной деятельности использовался счет таблицы умножения в уме. Показано, что эти отличия обусловлены изменением паттерна дыхания. Показано также, что наиболее информативные сигналы, связанные с дыханием, наблюдаются из области макушки (в точке, близкой к Cz, используемой в энцефалографии), а сигналы, связанные с пульсовой деятельностью – из области висков (в точке T₃).

DOI: 10.31857/S0033849423030075, EDN: IDBOAT

ВВЕДЕНИЕ

Исследованию влияния умственной деятельности человека на различные параметры других видов жизнедеятельности был посвящен значительный объем как экспериментальных, так и теоретических исследований. Наиболее интересной оказалась связь умственной деятельности с параметрами дыхания. Основными способами исследовать параметры дыхания являются спирометрия – измерение объема воздуха, проходящего через легкие, тензометрия – измерение изменения охвата грудной клетки и живота при дыхании, применение акустического микрофона, устанавливаемого около носа или рта испытуемых, а также ряд других.

Исследованию зависимости параметров дыхания от когнитивной деятельности был посвящен целый ряд работ, например, [1–7]. Наиболее подробный анализ выполнен в работе [8], в которой довольно детально было изучено влияние амплитуды дыхания, его периода и других параметров при различных видах умственной деятельности для различных групп людей. Часть работ была посвящена исследованию акустических сигналов из головы человека [9–13]. Так, в [9] показана перспективность применения акустических датчиков в области от 0 до 10 кГц для регистрации различного рода сигналов. В [10] показано, что такие датчики позволяют регистрировать не только сигналы пульса и дыхания, но и акустикомиографические сигналы из височной области. В работах [11, 12] приведены результаты исследования аку-

стических сигналов с теменных областей головы с помощью как пьезодатчиков, так и индукционных вибродатчиков в диапазоне низких частот (до 27 Гц). В работе [13] впервые было показано, что при изменении когнитивной деятельности при специальной обработке сигналов выявляются низкочастотные особенности в сигналах в области 0.2...0.6 Гц, которые связаны с дыханием.

Во всех проведенных исследованиях остался невыясненным целый ряд вопросов, в частности, какие именно особенности дыхания наблюдаются при когнитивной деятельности. Кроме того, изучение характера дыхания человека акустическими методами обладает целым рядом преимуществ перед остальными: более высокой чувствительностью, позволяющей наблюдать крайне слабое дыхание; более четкое выявление начала вдоха и выдоха; более стабильные сигналы; независимость интенсивности сигналов от направления движения воздуха, присущее регистрации сигналов дыхания микрофоном. Кроме того, очень важным преимуществом исследования дыхания акустическими методами из головы человека перед другими методами является отсутствие влияния измерительных датчиков на сам процесс дыхания, чего нет при спирометрии и тензометрии.

1. МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ

Измерения проводили на группе испытуемых в возрасте от 29 до 83 лет как мужского, так и женского пола. В испытаниях приняло участие 15 че-

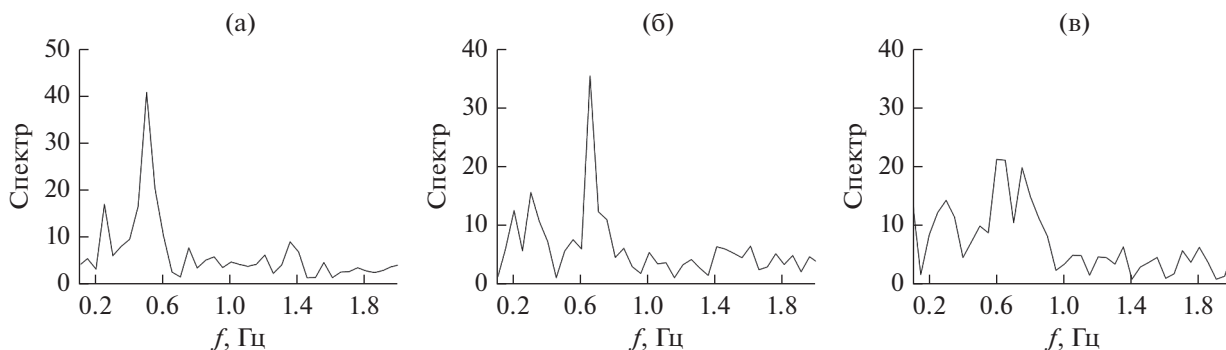


Рис. 1. Характерные спектры обработанных сигналов: а – релаксация, б, в – счет.

людей. Все испытуемые дали письменное согласие на проведение опытов. В работе использовались акустические датчики из пьезокерамики, собранные в одном корпусе с усилителем сигналов, детально описанные в [9]. Эти приемники располагались на висках (в точке T_3) и в районе макушки (в точке Cz) испытуемых. Приемники закрепляли на голове с помощью резинового бинта. Макушкой мы здесь и далее называем участок в теменной части головы в районе точки Cz , используемой при энцефалографии, а виском – точку T_3 . При измерениях сигналов в области макушки оптимальное положение датчика подбиралось перемещением, ориентируясь на максимальную амплитуду сигналов дыхания. В экспериментах контролировалось отсутствие касания проводами частей головы и посторонних предметов. Связующие гели в опытах не использовались, поскольку в экспериментах исследовалась низкочастотная часть спектра возможных сигналов. Испытуемые сидели в кресле в расслабленной позе. Сигналы от акустических приемников через anti-aliasing-фильтры поступали на вход аналого-цифрового преобразователя со времени выборки 20 мкс. Эти сигналы одновременно с двух каналов регистрировались, записывались, а затем обрабатывались. Испытуемые по команде экспериментатора должны были в течение 1 мин в уме считать таблицу умножения, затем в течение 1 мин релаксировать. Такие циклы повторялись пять раз. Таким образом, время измерений занимало 10 мин. После приема сигналов производилась их обработка.

Сигналы, принятые с виска, обрабатывали для получения информации о сердечной деятельности, а сигналы с макушки – для получения информации о дыхании. Оказалось, что в области макушки интенсивность сигналов дыхания очень велика. Она примерно на порядок превышает интенсивность сигналов дыхания, полученных с висков. Даже крайне слабое дыхание, практически не слышимое экспериментатору, было хорошо видно и без обработки. У большинства испы-

туемых гораздо лучше были видны пульсовые сигналы, поступающие из височной области.

2. РЕГИСТРАЦИЯ КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ПО АКУСТИЧЕСКИМ СИГНАЛАМ

На первом этапе работы принятые сигналы с висков и макушки обрабатывались следующим образом. Сначала производилось скользящее усреднение по 400 точкам исходных сигналов как во время счета, так и релаксации. Это усреднение отвечало времени усреднения 8 мс. Затем этот сглаженный сигнал вычитался из исходного сигнала. После этого производилось скользящее вычисление среднеквадратичного сигнала в этом же окне (8 мс). А затем производилось скользящее дискретное преобразование Фурье в окне 20 с. Такая процедура позволяла выявлять наличие периодических сигналов неизвестной частоты. Анализ полученных спектров показал, что практически у всех испытуемых наблюдаются отчетливые различия в низкочастотной части спектров в области от 0 до 1 Гц в зависимости от того, заняты ли испытуемые умственной деятельностью или находятся в состоянии релаксации. На рис. 1а приведены характерные, обработанные таким способом спектры во время релаксации для одного из испытуемых. На рис. 1б и 1в – два типа таких же спектров, отвечающих разным временам, во время устного счета. Время на оси абсцисс здесь и далее отвечало началу каждого временного окна длительностью 20 с.

На рис. 1а во время релаксации наблюдаются отчетливые пики на частотах 0.25 и 0.5 Гц. Во время счета эти пики либо сдвигаются на 0.3 и 0.65 Гц (см. рис. 1б), либо размываются (см. рис. 1в). У части испытуемых более характерным был сдвиг пиков, а у части – размывание. При дальнейшей обработке сигналов мы использовали две методики.

По первой методике для первого временного окна длительностью 20 с, производили дискретное преобразование Фурье для принятых сигналов в

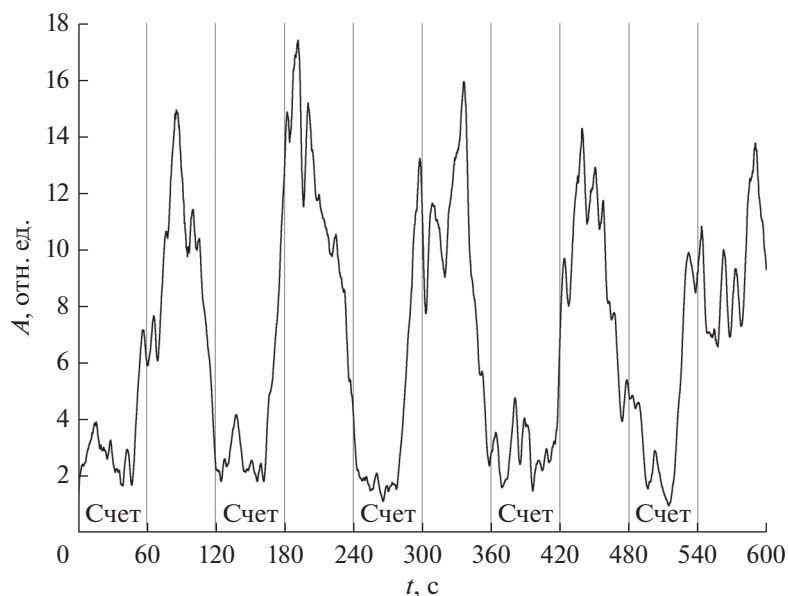


Рис. 2. Зависимость от времени величины A — отношения максимальной спектральной компоненты в диапазоне 0.55...0.65 Гц к среднему значению компоненты в диапазоне 1.4...2 Гц.

диапазоне 0.45...0.55 Гц, находили максимальное значение амплитуды спектральной компоненты. Затем проводили аналогичную процедуру для диапазона 0.6...0.7 Гц. После этого делили одну величину на другую, сдвигали окно на 8 мс и процедуру продолжали, просматривая весь диапазон сигналов.

По второй методике мы также вычисляли амплитуды спектральных компонент для диапазона 0.45...0.55 Гц, а также диапазона 1.4...2 Гц — диапазона, где спектры меняются относительно плавно. После чего определяли отношение максимума в первом диапазоне к среднему значению второго диапазона. У одних испытуемых, у которых более отчетливо наблюдался сдвиг пиков, более четкая картина получалась при использовании первой методики, у других — при второй. Можно было отслеживать изменение положения более низкочастотного пика, отвечающего частоте ~ 0.25 Гц, но для более высокочастотного пика картина, как правило, получалась более контрастной.

На рис. 2 приведена зависимость от времени величины A — отношения максимального значения спектральной компоненты основного пика к среднему значению величины спектральной компоненты в диапазоне, где нет резких пиков для одного из испытуемых. Регистрировали сигналы, поступавшие из области макушки. Вертикальными прямыми на этом графике здесь и далее отмечены смены счета на релаксацию (через 1 мин). Видно, что наблюдается отчетливая периодичность кривой: при счете значение величины A заметно меньше, чем при релаксации во все время эксперимента. То, что на кривых перепады вели-

чины A происходят не точно в момент смены когнитивной деятельности, связано с особенностью обработки. В первые 40 с в каждой фазе имеется чистый сигнал, а в последние 20 с (каждой фазы) сигнал представляет собой смесь обеих фаз. Это связано с тем, что в точках на графиках, отвечающих временам более 40 с в каждой минуте, во временное окно (20 с) попадали точки как из области счета, так и релаксации. То есть при скользящем сдвиге происходило перемешивание этих фаз. При рассмотрении "укороченных" фаз длиной 40 с, где регистрировались чистые спектры, у этого испытуемого имеет место практически полное соответствие величины A типу когнитивной деятельности. Следует отметить, что подобные зависимости наблюдались практически для всех испытуемых вне зависимости от пола и возраста. Не у всех испытуемых отмеченное соответствие было полным, иногда наблюдались незначительные сбои, особенно ближе к концу эксперимента, что, возможно, связано с усталостью, потерей концентрации во время счета или недостаточной степенью релаксации.

Интересным оказалось то, что у некоторых испытуемых наблюдался обратный эффект — более сильный и характерный пик наблюдался на низкой частоте — 0.35 Гц во время счета. При релаксации этот пик сдвигался в более низкочастотную сторону до 0.25...0.3 Гц и становился менее выраженным. На рис. 3 изображены зависимости величины A от времени у другого испытуемого. Сигналы были зарегистрированы как с левого виска, так и с макушки. Видно, что кривые похожи между собой. У большинства испытуемых сиг-

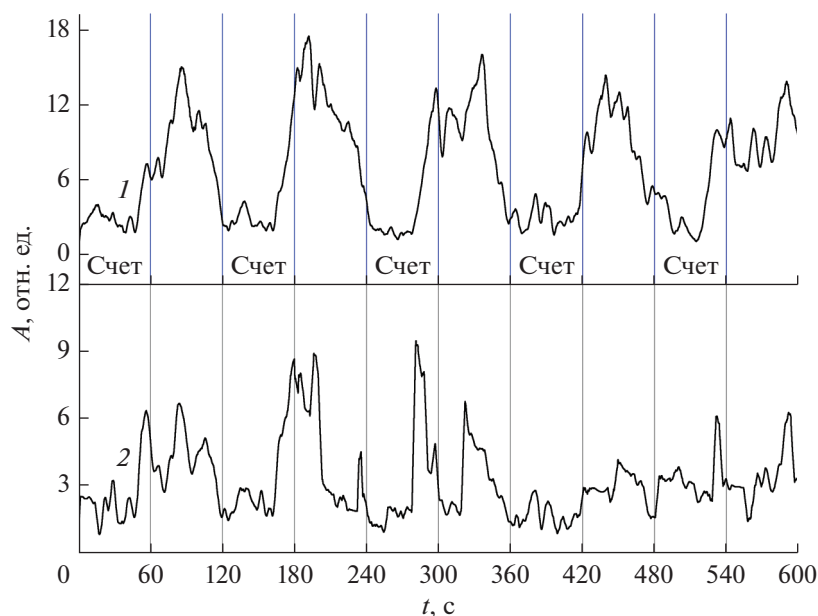


Рис. 3. Зависимость от времени величины A – отношения максимальной спектральной компоненты в диапазоне 0.25...0.3 Гц к значению компоненты на частоте 0.35 Гц; 1 – макушка, 2 – висок.

налы, снятые с макушки, носят более контрастный характер, чем от сигналов с виска.

3. ИССЛЕДОВАНИЕ ПУЛЬСА ПРИ СМЕНЕ КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Результаты предыдущего раздела показали связь когнитивной деятельности с акустическими сигналами, полученными с головы человека. Далее мы покажем связь этих сигналов с различными аспектами жизнедеятельности человека. Сначала мы обрабатывали пульсовые сигналы, снятые с височных областей. Для улучшения отношения сигнал/шум производилась частотная фильтрация с целью отсечения высокочастотных компонент. После этого фиксировались наиболее сильные (первые) пульсовые удары в каждой из пульсовых серий. Затем записывался интервал между соседними импульсами и их амплитуда. На рис. 4 приведены усредненные скользящие по 10 измерениям зависимости от времени амплитуды и периода для одного из испытуемого. Из графиков видно, что когнитивная деятельность данного испытуемого не коррелирует с периодом пульса, но наблюдается не очень сильное соответствие амплитуде пульса. У ряда других испытуемых наоборот наблюдалась не очень сильная связь когнитивной деятельности с периодом пульса. У испытуемого со значительной сердечной аритмией не было корреляции ни с амплитудой пульса, ни с его периодом.

4. ИССЛЕДОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ ПАТТЕРНА ДЫХАНИЯ

Регистрация акустических сигналов от головы человека, как указывалось, позволяет детально изучать довольно слабые дыхательные сигналы. Наиболее сильные сигналы, связанные с дыханием, регистрировались из области макушки. В этих опытах принятые сигналы затем проходили частотную цифровую обработку с помощью полосового фильтра 180...280 Гц. На рис. 5 изображена часть таким образом обработанных сигналов, снятая во время счета у одного из испытуемых. Видно, что как вдох, так и выдох начинаются с довольно резкого перепада, позволяющего с этих перепадов фиксировать начало дыхания. В этой части работы мы анализировали, как в процессе экспериментов меняются периоды дыхания, средние времена вдоха и выдоха, интенсивность дыхания, соотношение между интенсивностями вдоха и выдоха при смене умственной деятельности на релаксацию. Интенсивность дыхания определяли путем вычисления среднеквадратичного сигнала в первые полсекунды после начала соответствующей фазы дыхания.

На рис. 6 приведены усредненные периоды дыхания, длительности вдоха, выдоха, отношение длительности выдоха к длительности вдоха и величины A , описанной в разд. 2. Проводилось скользящее усреднение по 5 периодам дыхания (около 20 с). Из рисунка видно, что как период дыхания, так времена вдоха и выдоха очень хорошо соответствуют ходу величины A (верхняя кривая). Более плавный ход периода дыхания по сравне-

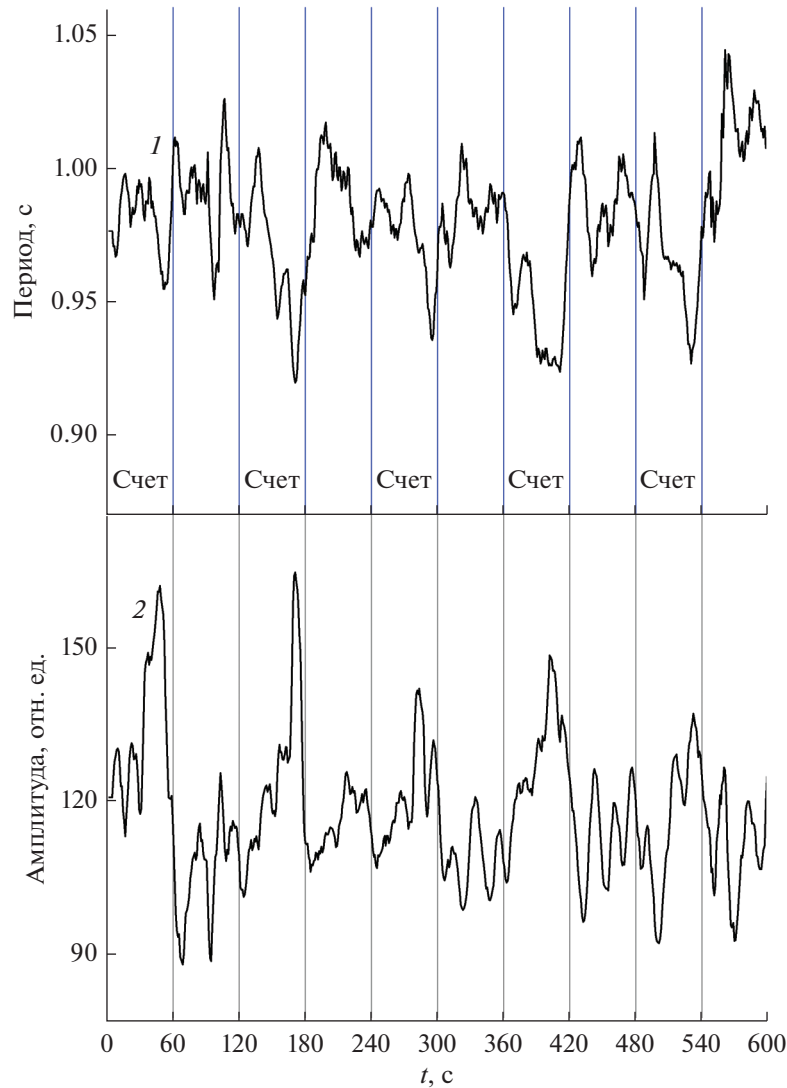


Рис. 4. Зависимость периода пульса (1) и его амплитуды (2) от времени.

нию с ходом величины A объясняется процедурой сглаживания. Без этого сглаживания кривые периода дыхания и времен остальных фаз оказываются более резкими, но сильно зашумленными. Видно также, что в процессе эксперимента у этого испытуемого, начиная с 4-й минуты, меняется отношение времени выдоха к времени вдоха при смене деятельности. Такие зависимости наблюдались не у всех испытуемых, а менее чем у половины.

На рис. 7 приведен ход интенсивности вдоха, выдоха и их отношение для одного из испытуемых. Здесь также производилось скользящее усреднение по 5 периодам. Видно, что наблюдается соответствие между типом умственной деятельности и измеренными зависимостями. Но эта связь заметно хуже, чем для периода дыхания. Кроме того, такая связь также наблюдалась не у всех испытуемых. У большинства испытуемых интенсивность

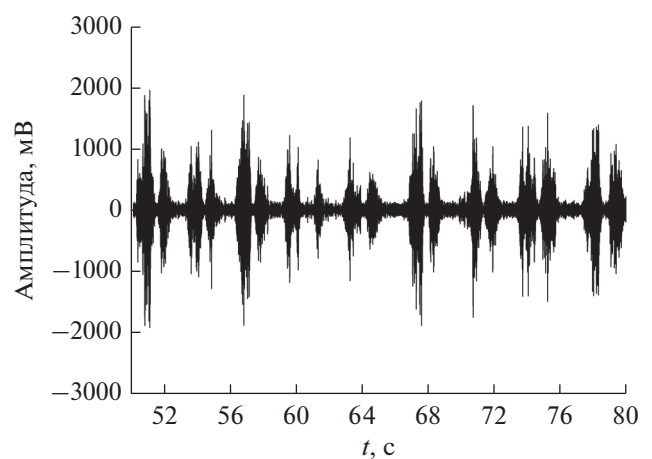


Рис. 5. Сигналы дыхания.

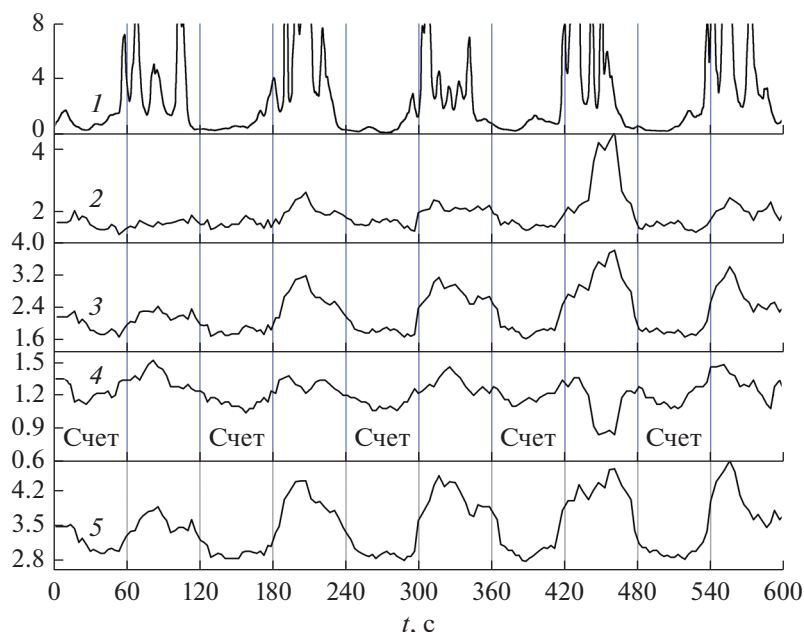


Рис. 6. Зависимость от времени величины A и параметров дыхания: 1 – величина A ; 2 – отношение усредненного времени выдоха ко времени вдоха; 3 – среднее время выдоха, с; 4 – среднее время вдоха, с; 5 – период дыхания, с.

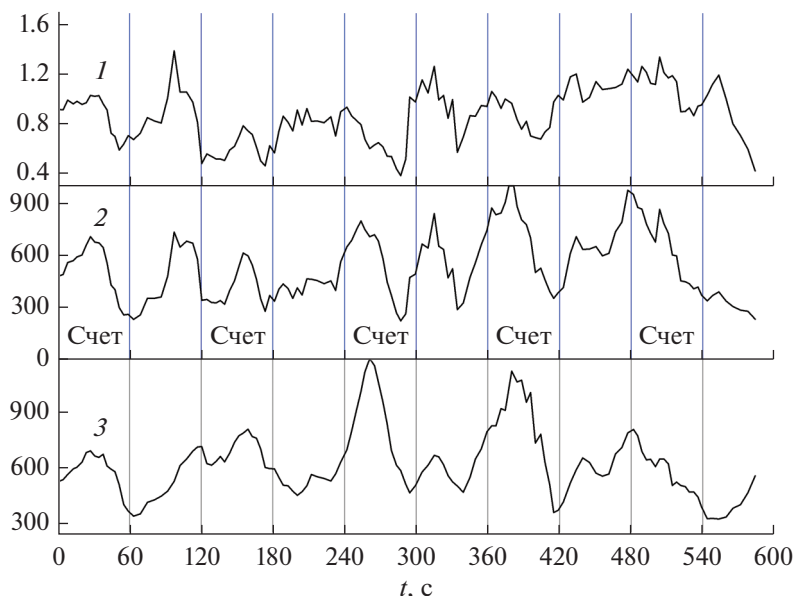


Рис. 7. Зависимость от времени параметров интенсивности дыхания: 1 – отношение интенсивности выдоха к интенсивности вдоха; 2 – интенсивность выдоха, отн. ед.; 3 – интенсивность вдоха, отн. ед.

вдоха во время счета, как правило, превышала интенсивность выдоха. Во время релаксации ситуация становилась обратной. Но такие зависимости наблюдались менее чем у 20% испытуемых.

5. АНАЛИЗ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

В результате проведенных исследований было установлено, что ход зависимости величины A от

времени не объясняется модуляцией пульса. Как видно из рис. 4, временной ход и амплитуды, и периода пульса имеется, но не совпадает с ходом величины A и плохо коррелирует с ней. Такая картина наблюдалась у всех испытуемых. Кроме того, у одного из испытуемых со значительной аритмией, у которого наблюдается очень хорошая модуляция величины A при смене умственной деятельности, вообще нет какой-либо видимой модуляции дыхания.

Исследования паттерна дыхания наоборот показали очень хорошую связь модуляции величины A с изменением периода дыхания. При счете у практически всех испытуемых период дыхания уменьшался. У одного из испытуемых, у которого имеется серьезное заболевание легких, вообще не наблюдалась модуляция, как величины A , так и периода дыхания, а также параметров пульса. Но у него наблюдалось неплохое соответствие соотношения интенсивностей дыхания со сменой когнитивной деятельности. У большинства испытуемых не отмечено каких-либо особенностей, связанных с изменением средних времен вдоха и выдоха — они менялись синхронно с изменением периода дыхания. Но у ряда испытуемых наблюдались небольшие особенности хода отношения $T_{\text{выдох}}/T_{\text{вдох}}$ во времени, отмеченные на рис. 6. У некоторых испытуемых наблюдалась отчетливая модуляция интенсивности дыхания при смене когнитивной деятельности — при счете она заметно возрастала. Следует отметить, что, поскольку частота дыхания у разных людей бывает разной, то “красивые” зависимости величины A от времени у разных испытуемых могут наблюдаться немного на разных частотах.

Положение пиков на частотах 0.25...0.3 и 0.5...0.6 Гц (см. рис. 1) связано с тем, что первый пик отвечает полному периоду дыхания, а второй — различию амплитуд и времен вдоха и выдоха. Интересной и полезной особенностью временного хода параметра A является то, что для определения когнитивной деятельности не требуется сравнения этой величины в разных фазах деятельности, что является необходимым при других типах измерений. То есть такой способ является в определенном смысле абсолютным. Следует отметить также, что выявление когнитивной деятельности по прямому измерению периода дыхания является довольно трудоемкой задачей, поскольку само дыхание имеет достаточно сложный временной характер. Иногда человек может глубоко вздохнуть, иногда, наоборот, делать очень слабые вдох и выдох. Автоматизировать регистрацию начала вдоха и выдоха не удастся и ее приходится делать вручную. В отличие от этого измерять величину A очень просто. Такой метод регистрации когнитивной деятельности, которая, главным образом, связана с изменением периода дыхания, является очень чувствительным. Сигналы, у целого ряда испытуемых, снятые с виска и показанные на рис. 3, даже после частотной фильтрации, вообще не проявляют никакого видимого дыхания. Тем не менее величина A очень хорошо модулируется при смене умственной деятельности. Математическое моделирование показало, что амплитудная модуляция шумовых сигналов, снятых с наших акустических датчиков, с глубиной модуляцией 0.5% от величины среднеквадратичного шума позволяет уверенно выявить ее наличие. Такой способ

обработки сигналов содержит известные методики, но их сочетание позволило выявить незначительные изменения периодических сигналов, связанные со сменой умственной деятельности. Наши исследования носят предварительный характер. Мы исследовали только один тип умственной деятельности. Возможно, при других типах проявятся другие особенности. Кроме того, периодичность смены деятельности в 1 мин не является единственно возможной. И мы практически не исследовали испытуемых с достаточно тяжелыми заболеваниями, которые возможно дали бы другие результаты. Такие исследования, представляющие практический и научный интерес, в дальнейшем было бы целесообразно проводить совместно с медиками.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе показано, что прием и обработка акустических сигналов из различных областей головы человека позволяют оперативно и уверенно отличать когнитивную деятельность от релаксации. Установлено, что описанная в работе методика обработки сигналов является безотносительной, то есть, не требует (сравнения результатов с) измерениями в другой фазе когнитивной деятельности. Кроме того, такой способ регистрации эффектов, связанных с дыханием, не оказывает воздействия на сам процесс дыхания, что может позволить обнаруживать более тонкие, ранее не наблюдаемые закономерности. Показано, что такой способ обработки сигналов позволяет определять когнитивную деятельность практически у всех испытуемых. Только у одного из испытуемых с заболеванием легких не удалось выявить когнитивной деятельности таким образом. Установлено, что такой ход величины A при смене умственной деятельности обусловлен, главным образом, сменой периода дыхания. Другой причиной такого поведения величины A у значительной части испытуемых является изменение соотношения между интенсивностями вдоха и выдоха. Показано, что наилучшим участком головы для регистрации дыхания и определения умственной деятельности является макушка человека. Показано также, что изменение периода дыхания и смены когнитивной деятельности по величине A обладает очень высокой чувствительностью — их удастся установить даже в случаях, когда сигналы дыхания, даже при частотной фильтрации совсем не идентифицируются.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена в рамках госзадания ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Все пациенты приняли участие в исследовании добровольно в соответствии с современными этическими нормами.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Pernice R., Zanetti M., Nollo G., De Cecco M., Busacca A., Flaes L.* // Annual Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2019 Jul. P. 6176.
2. *Zhang J., Yu X., Xie D.* // Respir Physiol Neurobiol. 2010 Jan 31. 170(1). 91-5.
3. *Павленко С.И., Ведясова О.А., Кротова И.Г.* // Физиология человека. 2021. Т. 47. № 2. С. 45.
4. *Gaillard A.W.K.* // Ergonomics. 1993. V. 36. № 9. P. 991.
5. *Wientjes C.J.E., Grossman P., Gaillard A.W.K.* // Biological Psychology. 1998. V. 49. № 1. P. 53.
6. *Vlemincx E., Taelman J., De Peuter S. et al.* // Psychophysiology. 2010. V. 9. P. 74.
7. *Bernardi L., Wdowczyk-Szulc J., Valenti C. et al.* // J. American College of Cardiology. 2000. V. 35. № 6. P. 1462.
8. *Grassmann M., Vlemincx E., Leupold A. et al.* // Neural Plast. 2016. V. 2016. Article ID 8146809. <https://doi.org/10.1155/2016/8146809>
9. *Миргородский В.И., Герус А.В., Герасимов В.В., Пешин С.В.* // Успехи совр. радиоэлектроники. 2015. Т. 12. С. 3.
10. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Пешин С.В.* // Акустич. журн. 2014. Т. 60. № 4. С. 437.
11. *Миргородский В.И., Герасимов В.В., Герус А.В. и др.* // Акустич. журн. 2021. Т. 67. № 4. С. 1.
12. *Шабанов Г.А., Рыбченко А.А., Лебедев Ю.А. и др.* // Научное приборостроение. 2019. Т. 29. № 1. С. 82.
13. *Герус А.В., Герасимов В.В., Миргородский В.И., Кораблев Е.М.* // XXXIV Сессия РАО. г. Москва, 14–18 февраля 2021. С. 960.